

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日            2 0 0 3 年   1 月 2 0 日  
Date of Application:

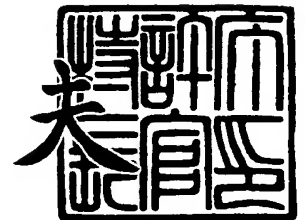
出 願 番 号            特 願 2 0 0 3 - 0 1 0 8 9 8  
Application Number:  
[ST. 10/C]:            [ J P 2 0 0 3 - 0 1 0 8 9 8 ]

出   願   人            富 士 写 真 フ イ ル ム 株 式 会 社  
Applicant(s):

2 0 0 3 年 1 0 月   6 日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今 井 康 夫





【書類名】 特許願

【整理番号】 P27263J

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 6/00

【発明者】

    【住所又は居所】 川崎市麻生区万福寺1-2-2 新百合トゥエンティワ  
    ン 富士フィルムソフトウェア株式会社内

    【氏名】 今村 貴志

【発明者】

    【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フイ  
    ルム株式会社内

    【氏名】 武尾 英哉

【特許出願人】

    【識別番号】 000005201

    【氏名又は名称】 富士写真フィルム株式会社

【代理人】

    【識別番号】 100073184

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 柳田 征史

【選任した代理人】

    【識別番号】 100090468

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 佐久間 剛

【手数料の表示】

    【予納台帳番号】 008969

    【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

    【物件名】 明細書 1

    【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9814441

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 異常陰影候補検出装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被写体の放射線画像データの 2 値化処理を行うための閾値を段階的に変化させ、該閾値を設定する閾値制御手段と、

前記閾値毎に前記放射線画像データの 2 値化処理を行い、複数の 2 値化画像を生成する 2 値化画像生成手段と、

各前記 2 値化画像中の孤立領域にラベルを付し、第 1 次ラベル領域として抽出する第 1 次ラベル領域抽出手段と、

前記第 1 次ラベル領域毎に腫瘤らしさを評価するための腫瘤スコアを算出する腫瘤スコア算出手段と、

前記第 1 次ラベル領域毎の腫瘤スコアを比較し、該腫瘤スコアが高い順に所定の数の第 1 次ラベル領域を異常陰影候補領域として検出する候補領域検出手段とを備えたことを特徴とする異常陰影候補検出装置。

【請求項 2】 前記抽出された第 1 次ラベル領域の同一性を判定し、互いに異なる前記第 1 次ラベル領域を第 2 次ラベル領域とし、前記第 1 次ラベル領域毎の腫瘤スコアに基づき該第 2 次ラベル領域毎の腫瘤スコアを決定する第 2 次ラベル領域決定手段をさらに備え、

前記候補領域検出手段が、前記第 2 次ラベル領域毎の腫瘤スコアを比較し、該腫瘤スコアが高い順に所定の数の第 2 次ラベル領域を異常陰影候補領域として検出するものであることを特徴とする請求項 1 記載の異常陰影候補検出装置。

【請求項 3】 前記閾値制御手段が、前記放射線画像データがとりうるすべての画素値の範囲で前記閾値を段階的に変化させ、該閾値を設定するものであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の異常陰影候補検出装置。

【請求項 4】 前記閾値制御手段が、前記放射線画像データ中の前記被写体の領域内における最小の画素値から最大の画素値までの範囲で前記閾値を段階的に変化させ、該閾値を設定するものであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の異常陰影候補検出装置。

【請求項 5】 前記閾値制御手段が、所定の画素値を 1 ステップの大きさと

して、1ステップずつ前記閾値を段階的に変化させるものであることを特徴とする第1項から第4項のいずれか1項に記載の異常陰影候補検出装置。

【請求項6】 前記所定の画素値の大きさが、画素値の最小単位であることを特徴とする請求項5記載の異常陰影候補検出装置。

【請求項7】 前記閾値制御手段が、画素値の範囲毎に1ステップの大きさを変化させながら、1ステップずつ前記閾値を段階的に変化させるものであることを特徴とする第1項から第4項のいずれか1項に記載の異常陰影候補検出装置。

【請求項8】 前記画素値の範囲が、前記放射線画像データ中の画素値の分布を示すヒストグラムにおける画素値のクラスであり、該ヒストグラムの度数によって1ステップの大きさを変化させながら、1ステップずつ前記閾値を段階的に変化させるものであることを特徴とする請求項7記載の異常陰影候補検出装置。

【請求項9】 前記腫瘍スコアが、前記第1次ラベル領域の輝度と、前記第1次ラベル領域の円形度と、前記第1次ラベル領域の大きさのうちの少なくとも1つに基づいて算出されるものであることを特徴とする第1項から第8項のいずれか1項に記載の異常陰影候補検出装置。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

#### 【発明の属する技術分野】

本発明は異常陰影候補検出装置に関し、特に詳しくは、被写体の放射線画像データに基づいて画像中の異常陰影候補を検出する異常陰影候補検出装置に関するものである。

##### 【0002】

#### 【従来の技術】

医療分野においては、被写体の放射線画像から、診断者の経験や画像読影能力に左右されることなく、計算機を用いて客観的かつ自動的に検出する異常陰影候補検出処理システム（計算機支援画像診断装置）が提案されている（例えば、特許文献1）。

## 【0003】

このシステムの中で、異常陰影候補の検出処理としてアイリスフィルタが用いられている。アイリスフィルタによる処理は、異常陰影の濃度勾配の特徴や形態的な特徴に基づいて、辺縁が微細分葉状、微細鋸歯状、若しくは境界が不明瞭な悪性の腫瘍陰影候補（図1（b）参照）を主として検出しようとするものである。

## 【0004】

一方、境界が明瞭で辺縁が平滑な、一般に良性と判断される腫瘍陰影（図1（a）参照）については、診断者の読影により検出することは容易であるが、アイリスフィルタによる処理で対応しようとするとも誤検出が大幅に増大し、検出が困難である。

## 【0005】

しかしながら、実際の集団検診の場面では、大量の放射線画像を読影する必要があり、診断者の負担が大きい。また、境界が明瞭で辺縁が平滑な腫瘍陰影は、「良性、しかし悪性を否定できない」というカテゴリ-3（「American College of Radiology: Breast Imaging Reporting and Data System. Second Edition, Washington, (1995)」と、「日本医学放射線学会/日本放射線技術学会マンモグラフィガイドライン委員会編：マンモグラフィガイドライン。医学書院、東京、(1999)」によるカテゴリ-分類に基づく）に分類されることがある。したがって、異常陰影候補検出装置においても、このような境界が明瞭で辺縁が平滑な腫瘍陰影を検出対象とする必要があり、2値化処理による検出方法が提案されている（例えば、非特許文献1）。

## 【0006】

## 【特許文献1】

特開平8-294479号公報

## 【0007】

## 【非特許文献1】

松原友子、外6名、「乳房X線写真における腫瘍陰影検出のためのしきい値法に基づく高速処理アルゴリズムの開発」、Medical Imaging Technology

、1997年1月、Vol.15、No.1、p.1-13

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、非特許文献1の方法は十分に輝度が高いときには有効であるが、そうでないときには、2値化のための適切な閾値を設定することが非常に難しいため、異常陰影候補の検出が困難となる。

【0009】

また、輝度が十分に高くない場合でも、周囲とのコントラストが高く境界がはっきりしている、いわゆる「白くて丸くて小さい」腫瘤陰影は、カテゴリ-3に分類しなければならないケースがある。

【0010】

例えば、図2(a)は被写体を表す濃淡画像を模式的に示したものであり、領域P1と領域P3の中心部の輝度が最も高く、次に領域P2と領域P3の辺縁部と領域P4、さらに領域P5の順に輝度が低くなっている。図2(a)の領域P1や領域P3の中心部は輝度が十分に高いため、非特許文献1の方法により、閾値を領域P2の輝度(領域P3の辺縁部と領域P4の輝度も同じ)と領域P1の輝度(領域P3の中心部の輝度も同じ)の間の値に対応する画素値にして2値化処理を行えば、図2(c)のように異常陰影候補として検出されうる。これに対して、領域P4は、閾値を領域P4の輝度より高い値に対応する画素値にして2値化処理を行うと、図2(c)のように検出されなくなり、また、閾値を領域P4の輝度とP5の輝度の間の値に対応する画素値に設定して2値化処理を行えば、図2(b)のように領域P4自体は検出されるが、同時に、異常陰影候補となりにえない領域P2までも検出されてしまう。しかしながら、領域P4は領域P1よりも輝度は低い、周囲の領域P5とのコントラストが高く境界がはっきりしており、カテゴリ-3の腫瘤陰影候補に分類されうるため、領域P2とは別個に異常陰影候補として検出する必要がある。

【0011】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、腫瘤陰影の輝度によらず、周囲とのコントラストが高い、境界がはっきりしている腫瘤陰影を検出すること

によって、境界が明瞭で辺縁が平滑なカテゴリ-3の腫瘍陰影の検出における検出率の向上と誤検出の低減を図り、医師の診断支援能を向上させた異常陰影候補検出装置を提供することを目的とするものである。

#### 【0012】

##### 【課題を解決するための手段】

本発明による異常陰影候補検出装置は、被写体の放射線画像データの2値化処理を行うための閾値を段階的に変化させ、閾値を設定する閾値制御手段と、設定された閾値毎に放射線画像データの2値化処理を行い、複数の2値化画像を生成する2値化画像生成手段と、各2値化画像中の孤立領域にラベルを付し、第1次ラベル領域として抽出する第1次ラベル領域抽出手段と、第1次ラベル領域毎に腫瘍らしさを評価するための腫瘍スコアを算出する腫瘍スコア算出手段と、第1次ラベル領域毎の腫瘍スコアを比較し、腫瘍スコアが高い順に所定の数の第1次ラベル領域を異常陰影候補領域として検出する候補領域検出手段とを備えたことを特徴とするものである。

#### 【0013】

「2値化処理」とは、多階調の画像をある閾値となる画素値に基づいて白と黒だけの2階調の画像に変換する処理をいう。例えば、ある閾値による2値化処理により、その値以上の画素値をもつ画素は白（非背景領域）にし、その値未満の値をもつ画素は黒（背景領域）に変換される。図2では、図2（a）の画像に対して所定の閾値で2値化処理を行ったものが図2（b）、（c）の画像となる。ここで、画素値とは放射線画像データ中の各画素の画像信号のレベルを示す値であるが、各画素の位置における放射線量が多いほど画素値を大きくするのか、それとも小さくするのかは、画像データの取得方法や画素値の定義により異なる。ここでは、放射線量が少ないほど画素値が大きくなるようにデータを取得したものとして説明を行うが、その逆のデータ取得方法等の場合には、画素値の大小関係を反転させて読み替えればよい。

#### 【0014】

閾値制御手段が段階的に変化させる閾値の範囲は、例えば、実際の放射線画像データ中の被写体の領域内における最小の画素値から最大の画素値までの範囲で



あってもよいし、放射線画像データが仕様上とりうるすべての画素値の範囲、すなわち、実際の放射線画像データ中の被写体の領域内に存在する画素値の範囲だけでなく、画素値0から画素値の最大値までの範囲であってもよい。

#### 【0015】

閾値制御手段が段階的に変化させる閾値のステップについては、例えば、所定の画素値を1ステップとして固定してもよいし、画素値の範囲毎に1ステップの大きさを変化させてもよい。

#### 【0016】

所定の画素値は、画素値の最小単位とすれば最も詳細な精度で処理を行うことができるが、処理時間や負荷とのバランスを考慮し、一定量の画素値を1ステップの単位としてもよい。

#### 【0017】

画素値の範囲毎に1ステップの大きさを変える方法の具体例としては、放射線画像データ中の画素値の分布を示すヒストグラムにおける画素値のクラス毎に1ステップの大きさを変える方法が考えられる。この場合、度数の大きい画素値のクラスでは1ステップの大きさを小さく、度数の小さい画素値のクラスでは1ステップの大きさを大きくすることが考えられる。

#### 【0018】

「孤立領域にラベルを付し」とは、いわゆるラベリング処理を行うことであり、2値化画像中で閾値以上の値を有するため白に変換された画素が連結したものを1つの孤立領域として認識することをいう。また、ラベルとはラベリング処理された画素の領域をいう。なお、画像中で腫瘍（異常陰影候補）がある部分は放射線量が少ない部分であるから、孤立領域は、画素値が閾値以上の部分、すなわち、放射線量が少ない方の部分であり、異常陰影候補となりうる部分である。

#### 【0019】

第1次ラベル領域は、1つの2値化画像から1以上抽出されうる。したがって設定された閾値毎に2値化画像が生成されることから、第1次ラベル領域は1つの閾値に対して1以上抽出されうる。

#### 【0020】

「腫瘍らしさのスコア」とは、境界が明瞭で辺縁が平滑な、一般に良性と判断される腫瘍らしさを示す指標である。具体例としては、第1次ラベル領域の輝度と、第1次ラベル領域の円形度と、第1次ラベル領域の大きさのうちの少なくとも1つに基づいて算出されるものであることが考えられる。

#### 【0021】

「腫瘍スコアが高い順」とは、より腫瘍らしいことを示す腫瘍スコアの順を意味する。したがって、腫瘍スコアが高いほどより腫瘍らしいと判断されるような腫瘍スコアの算出方法では、腫瘍スコアの値が高い順に異常陰影候補領域として検出するが、逆に、腫瘍スコアが低いほどより腫瘍らしいと判断されるような腫瘍スコアの算出方法では、腫瘍スコアの値が低い順に異常陰影候補領域として検出することになる。

#### 【0022】

また、抽出された第1次ラベル領域の同一性を判定し、互いに異なる第1次ラベル領域を第2次ラベル領域とし、第1次ラベル領域毎の腫瘍スコアに基づき第2次ラベル領域毎の腫瘍スコアを決定する第2次ラベル領域決定手段をさらに設け、候補領域検出手段が、第2次ラベル領域毎の腫瘍スコアを比較し、腫瘍スコアが高い順に所定の数の第2次ラベル領域を異常陰影候補領域として検出するようにしたものも考えられる。

#### 【0023】

「抽出された第1次ラベル領域の同一性を判定し、互いに異なる前記第1次ラベル領域を第2次ラベル領域とし」とは、設定された閾値毎に抽出された第1次ラベル領域が位置的に同一の領域を示すかどうかを判定し、同一の領域と判定された第1次ラベル領域を統合することによって、互いに異なる領域だけを抽出し、これを第2次ラベル領域と呼ぶことをいう。なお、位置的に同一の第1次ラベル領域が存在しない場合には、その第1次ラベル領域をそのまま第2次ラベル領域と呼ぶことにする。

#### 【0024】

「第1次ラベル領域毎の腫瘍スコアに基づき第2次ラベル領域毎の腫瘍スコアを決定する」とは、位置的に同一の領域を示す複数の第1次ラベル領域を統合す

る際に、統合される各々の第1次ラベル領域の腫瘍スコアの値に基づいて第2次ラベル領域の腫瘍スコアを決定することであり、例えば、統合される各々の第1次ラベル領域の腫瘍スコアのうち最大の値を有するものを第2次ラベル領域として残し、他の第1次ラベル領域は破棄することが考えられる。

#### 【0025】

##### 【発明の効果】

上記のように構成された本発明の異常陰影候補検出装置は、被写体の放射線画像データの2値化処理を行うための閾値を段階的に変化させて設定し、その閾値毎に生成された各2値化画像中の孤立領域にラベルを付して、第1次ラベル領域として抽出し、その第1次ラベル領域毎に腫瘍らしさを評価するための腫瘍スコアを算出し、第1次ラベル領域毎の腫瘍スコアを比較し、腫瘍スコアが高い順に所定の数の第1次ラベル領域を異常陰影候補領域として検出するものであるから、腫瘍陰影の画素値（輝度）によらず、周囲とのコントラストが高く境界がはっきりしている領域を異常陰影候補として検出することが可能になる。したがって、境界が明瞭で辺縁が平滑なカテゴリ-3の腫瘍陰影の検出における検出率が向上する。また、第1次ラベル領域の腫瘍スコアを算出し、候補領域検出手段がこのスコアを比較し、腫瘍スコアが高い順に所定の数の第1次ラベル領域を異常陰影候補領域として検出するので、周囲とのコントラストが高く境界がはっきりしている領域であってもその形態的特徴が腫瘍らしくないものを異常陰影候補から排除することが可能になり、カテゴリ-3の腫瘍陰影の検出における誤検出率が低減できる。これらにより医師の診断支援能が向上する。

#### 【0026】

例えば、図2（a）の濃淡画像の場合、領域P1は、従来と同様に、閾値を領域P2の輝度と領域P1の輝度の間の値に対応する画素値にして2値化処理を行えば、図2（c）のように異常陰影候補として検出される。これに対して、領域P4は、閾値を領域P4の輝度より大きな値に対応する画素値に設定して2値化処理を行うと、図2（c）のように検出されなくなるが、閾値を領域P4の輝度とP5の輝度の間の値に対応する画素値に設定して2値化処理を行えば、図2（b）のように領域P4が検出される。このとき領域P2も同時に検出されてしま

うが、領域 P 2 は、その形態や大きさから、腫瘍スコアはより腫瘍らしくない値となるので、異常陰影候補から除外される。このように、複数の閾値の下でのラベル領域の抽出と腫瘍スコアの評価を組み合わせることによって、腫瘍陰影の輝度によらず、周囲とのコントラストが高い、境界がはっきりしている腫瘍陰影を検出することが可能になる。

#### 【0027】

また、第 2 次ラベル領域決定手段をさらに備え、抽出された第 1 次ラベル領域のうち、互いに異なる領域を第 2 次ラベル領域とし、第 2 次ラベル領域毎の腫瘍スコアを決定し、さらに、候補領域検出手段が、第 2 次ラベル領域毎の腫瘍スコアに基づいて所定の数の第 2 次ラベル領域を異常陰影候補領域として検出する場合には、位置的に同じ領域を重複して異常陰影候補として検出することを防止でき、診断効率が良くなる。図 2 の例では、領域 P 3 は、閾値を領域 P 2 の輝度と領域 P 1 の輝度の間の値に対応する画素値に設定して 2 値化処理を行えば、図 2 (c) のように領域 P 3 の中心部が第 1 次ラベル領域として抽出され、閾値を領域 P 4 の輝度と P 5 の輝度の間の値に対応する画素値に設定して 2 値化処理を行えば、図 2 (b) のように領域 P 3 は辺縁部と一体になって第 1 次ラベル領域として抽出される。ここで、第 2 次ラベル領域決定手段がこれら 2 つの第 1 次ラベル領域が位置的に同一の領域であると判断し、各々の大きさや形態に基づき腫瘍スコアが高い前者 (図 2 (c) の場合) を第 2 次ラベル領域とし、後者 (図 2 (b) の場合) を破棄するので、位置的に同じ領域を重複して検出することが防止される。

#### 【0028】

閾値制御手段が段階的に変化させる閾値の範囲を、実際の放射線画像データ中の被写体の領域内における最小の画素値から最大の画素値までの範囲とした場合、閾値の段階的変化の意義がある範囲でのみ 2 値化処理以降の処理を行えば済むため、処理時間の短縮、処理負荷の軽減が図られ、処理効率が向上する。

#### 【0029】

閾値制御手段が画素値の最小単位を 1 ステップとして閾値を段階的に変化させる場合には、最も詳細な精度で 2 値化処理以降の処理を行うことが可能になり、

診断精度が向上する。

#### 【0030】

閾値制御手段が画素値の最小単位より大きい所定の画素値を1ステップとして閾値を段階的に変化させる場合には、設定される閾値が離散的になるため、異常陰影候補の検出精度は低下するが、2値化処理以降の処理の回数が少なくなるため、処理時間の短縮や処理負荷の軽減が図られ、処理効率が向上する。

#### 【0031】

閾値制御手段が、画素値の範囲毎に1ステップの大きさを変化させながら、閾値を段階的に変化させる場合には、画素値の分布が密な範囲では、1ステップの大きさを小さくして、詳細な精度で検出を行い、画素値の分布が疎な範囲では、1ステップの大きさを大きくして、粗い精度で検出を行うことができるため、検出精度の維持と、処理時間の短縮や処理負荷の軽減のバランスが保たれ、効果的である。

#### 【0032】

腫瘍スコアが、第1次ラベル領域の輝度と、第1次ラベル領域の円形度と、第1次ラベル領域の大きさのうちの少なくとも1つに基づいて算出されるものである場合、境界が明瞭で辺縁が平滑な検出対象の腫瘍陰影のいわゆる「白くて丸くて小さい」という特徴に基づいて、異常陰影候補を検出することができるため、効果的である。

#### 【0033】

##### 【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態について説明する。

#### 【0034】

図3は、本発明の実施の形態となる異常陰影候補検出装置Xの構成を示すブロック図である。

#### 【0035】

図に示すように、同装置Xは、画像読取装置等から入力した放射線画像（原画像）データPの2値化処理を行うための閾値を段階的に変化させ、閾値を設定する閾値制御手段1と、閾値制御手段1により設定された閾値t1やt2等と放射線画

像データ P とに基づき、閾値毎に 2 値化処理を行って複数の 2 値化画像  $Q[t1]$  や  $Q[t2]$  等を生成する 2 値化画像生成手段 2 と、2 値化画像毎に、輝度の高い孤立領域にラベルを付し、第 1 次ラベル領域  $R1[t1,1]$ 、 $R1[t1,2]$  等、 $R1[t2,1]$ 、 $R1[t2,2]$  等として抽出する第 1 次ラベル領域抽出手段 3 と、第 1 次ラベル領域毎に腫瘤らしさを評価するための腫瘤スコア  $S[t1,1]$ 、 $S[t1,2]$  等、 $S[t2,1]$ 、 $S[t2,2]$  等を算出する腫瘤スコア算出手段 4 と、抽出された第 1 次ラベル領域の同一性を判定し、互いに異なる第 1 次ラベル領域を第 2 次ラベル領域  $R2[t1,1]$ 、 $R2[t2,2]$  等とし、第 1 次ラベル領域毎の腫瘤スコアに基づき第 2 次ラベル領域毎の腫瘤スコアを決定する第 2 次ラベル領域決定手段 5 と、第 2 次ラベル領域毎の腫瘤スコアを比較し、腫瘤スコアが高い順に所定の数の第 2 次ラベル領域を異常陰影候補領域  $U[t2,2]$  等として検出する候補領域検出手段 6 とを備えたものである。

#### 【0036】

次に、以上のように構成された同装置 X により実現される異常陰影候補の検出処理について、図 4 のフローチャートも参照しながら説明する。

#### 【0037】

診断者は、同装置 X への入力データとして被写体の放射線画像データ P を準備しておく必要がある。放射線画像データ P は、原画像のまま使用してもよいし、縮小、平滑化、ノイズ除去、背景バイアス削除等の前処理を行っていてもよい。なお、以下では、説明を簡単にするため、放射線画像データ P は、放射線量が少ないほど画素値が大きくなるように画像データを取得され、かつ、画素値が大きいほど輝度値が高く（濃度値が低く）表示されるものとして説明を行う。

#### 【0038】

まず、閾値制御手段 1 が閾値の設定を行う（図 4 の # 1）。最初は初期値として画素値の最大値、すなわち、輝度がとりうる最大値に対応する画素値を閾値として設定し、以降は順次画素値を小さくして閾値を設定する。設定された閾値は同装置 X の主記憶装置に格納される。なお、同装置 X のハードディスク等の補助記憶装置に格納されたファイルに書き込んでもよい。

#### 【0039】

2 値化画像生成手段 2 は、主記憶装置に格納された閾値を読み込むとともに、放射線画像データ P を画像読取装置のハードディスクからネットワーク経由で読み込み、読み込まれた閾値に基づいて 2 値化処理を行い、その閾値以上の画素値を有する画素は白、その閾値未満の画素値を有する画素は黒で画像表示されるように変換した 2 値化画像を生成する（図 4 の # 2）。図 3 では、閾値 t1 での 2 値化処理による 2 値化画像を Q[t1] と表している。なお、放射線画像データ P は同装置 X の補助記憶装置から読み込んでもよい。また、2 値化処理では、閾値より大きい画素値を有する画素を白、閾値以下の画素値を有する画素を黒になるように変換してもよい。

#### 【0040】

第 1 次ラベル領域抽出手段 3 は、生成された 2 値化画像に対してラベリング処理を行い、単一の孤立領域（2 値化画像中で閾値以上の画素値を有するため白に変換された画素が連結した 1 つの領域）を第 1 次ラベル領域として抽出する（図 4 の # 3）。1 つの 2 値化画像から複数の領域が第 1 ラベル領域として抽出されるため、図 3 では、2 値化画像 Q[t1] から抽出される第 1 次ラベル領域を R 1[t1, 1]、R 1[t1, 2] のように表している。

#### 【0041】

ここで、第 1 次ラベル領域を円で近似した時の半径が小さすぎるもの（0.15cm 以下）や大きすぎるもの（2.5cm 以上）は、経験的に腫瘍陰影とはなり得ないため、予め第 1 次ラベル領域から削除しておくことが望ましい。なお、第 1 次ラベル領域を円で近似した時の半径 r は第 1 次ラベル領域の面積 Area に基づき次の式（1）により算出する。

#### 【数 1】

$$r = \sqrt{\frac{Area}{\pi}} \quad (1)$$

r: 第 1 次ラベル領域を円で近似したときの半径

Area: 第 1 次ラベル領域の面積

さらに、第 1 次ラベル領域が胸筋領域にあるものや、乳頭の領域にあるものは予め削除しておくことが望ましい。なお、胸筋領域の検出は公知の方法が利用でき

る（例えば、「乳房 X 線画像における胸筋領域の自動抽出」電子情報通信学会論文誌 MI2000-78 P5～10 2001年1月）。乳頭の領域については、乳房領域最上部位置までの距離が 2 cm 以下のものとする医学的知見に基づいて検出する。第 1 次ラベル領域の位置は、第 1 次ラベル領域の各点の座標を  $(x_i, y_i)$  とし、各点の画素値を  $p_i$  としたときに次の式 (2) により算出される輝度重心  $G(x, y)$  を用いる。

【数 2】

$$x = \frac{\sum_{i \in R} x_i p_i}{\sum_{i \in R} p_i}, \quad y = \frac{\sum_{i \in R} y_i p_i}{\sum_{i \in R} p_i} \quad (2)$$

$(x, y)$ : 第 1 次ラベル領域の輝度重心  $G$  の座標

$(x_i, y_i)$ : 第 1 次ラベル領域の各点の座標

$p_i$ : 第 1 次ラベル領域の各点の画素値

$R$ : 個々の第 1 次ラベル領域

腫瘍スコア算出手段 4 は、抽出された第 1 次ラベル領域毎に腫瘍スコアの算出を行う（図 4 の # 4）。腫瘍スコアは、平均輝度重みと大きさ重みと円形度重みとの積により算出する。各重みの算出方法を以下に示す。

【0042】

平均輝度重みは、原画像データ  $P$  の各画素の画素値から閾値を差し引いた値について、各第 1 次ラベル領域における平均値を求めることによって算出する。なお、原画像データ  $P$  の各画素における画素値から閾値を差し引いた値と各画素の 2 次元平面上の位置とによる 3 次元空間を考え、各第 1 次ラベル領域における体積を求めることにより算出してもよい。

【0043】

大きさ重みは、第 1 次ラベル領域を円で近似した時の直径  $(2r)$  に基づいて、図 5 に示す第 1 次ラベル領域の直径と大きさ重みの関係により求める。図 5 に示す関係は、実際の腫瘍陰影を解析することにより実験的に得られたものである。

。



## 【0044】

円形度重みを求めるために、まず円形度Circularを算出する。円形度Circularは、輝度重心Gから半径rの円領域を走査し、円領域内でかつ第1次ラベル領域内の画素をカウントすることにより面積を求め、これを半径rの円の面積で除算することにより求める。これを数式で表したものが次の式(3)である。

## 【数3】

$$Circular = \frac{\sum_{i \in C} i}{\pi r^2} \quad (3)$$

Circular: 第1次ラベル領域の円形度

i: 第1次ラベル領域の構成点

C: 半径rの円領域

r: 第1次ラベル領域を円で近似したときの半径

なお、円形度は第1次ラベル領域の面積を第1次ラベル領域の周辺長の2乗で除算することによって算出することも可能である。また、乳房の放射線画像データを対象とする場合で、腫瘍陰影が乳腺中に存在するときは、円形度の算出に乳腺マップを用いてもよい。

## 【0045】

円形度重みは、この円形度Circularに基づいて、図6に示す円形度Circularと円形度重みの関係により求める。図6に示す関係は、実際の腫瘍陰影を解析することにより実験的に得られたものである。

## 【0046】

なお、第1次ラベル領域が画像端に存在する場合には、上記の半径rの円領域のうち画像からはみ出した部分については走査が不可能となるため、式(3)の分母の円領域の面積を、円領域のうち走査が可能な範囲の面積に読み替えて適用することにより、画像端での円形度Circularの低下による円形度重みの低下、さらに腫瘍スコアの低下による腫瘍陰影候補の検出もれの防止を図ることが望ましい。

## 【0047】

このようにして求めた平均輝度重み、大きさ重み、円形度重みに基づき、次の

式(4)により腫瘍スコアScoreを算出する。

【数4】

$$\text{Score} = (\text{平均輝度重み}) \times (\text{大きさ重み}) \times (\text{円形度重み}) \quad (4)$$

Score: 腫瘍スコア

図3では、第1次ラベル領域 $R_1[t_1, 1]$ について算出した腫瘍スコアを $S[t_1, 1]$ というように表している。

【0048】

第2次ラベル領域決定手段5は、第2次ラベル領域の輝度重心の座標と腫瘍スコアとを格納する構造体配列 $\text{Top}[j]$ と、ある閾値の下で抽出された第1次ラベル領域の輝度重心の座標と腫瘍スコアとを格納する構造体配列 $\text{Cand}[k]$ とを使用する。第2次ラベル領域についての構造体配列 $\text{Top}[j]$ の要素数を $m$ とすると、要素数 $m$ は、互いに異なる第1次ラベル領域の総数としてもよいが、処理効率を考え、要素数 $m$ は候補領域検出手段6により検出される異常陰影候補領域の数と等しくしておくことが望ましい。

【0049】

初回の閾値設定の下での処理では、構造体配列 $\text{Top}[j]$ は初期化された状態である。そこで、第2次ラベル領域決定手段5は、抽出された第1次ラベル領域の腫瘍スコアが高い順にソートして構造体配列 $\text{Cand}[k]$ に格納し、上位 $m$ 個の第1次ラベル領域の輝度重心と腫瘍スコアを構造体配列 $\text{Top}[j]$ に格納する。これにより、初回の閾値設定の下での第2次ラベル領域とその腫瘍スコアが仮決定された状態となる(図4の#5)。

【0050】

次に、閾値制御手段1は、現在設定されている閾値が、設定すべき閾値の最小値であるかどうかの判定を行う(図4の#6)。最小値でない場合には、閾値を1画素値分減算して設定する(図4の#1)。

【0051】

2値化画像生成手段2、第1次ラベル領域抽出手段3、腫瘍スコア算出手段4は、新たに設定された閾値の下で、上記と同様の処理を行う。図3では、新たな閾値 $t_2$ の下で2値化画像 $Q[t_2]$ が生成され、2値化画像 $Q[t_2]$ から第1次ラベル

領域  $R_1[t_2, 1]$ 、 $R_1[t_2, 2]$ 等が抽出され、第1次ラベル領域  $R_1[t_2, 1]$ 、 $R_1[t_2, 2]$ 等の各々で腫瘍スコア  $S[t_2, 1]$ 、 $S[t_2, 2]$ 等が算出されたことを表している。

#### 【0052】

第2次ラベル領域決定手段5は、上記と同様に抽出された第1次ラベル領域の輝度重心と腫瘍スコアを構造体配列  $Cand[k]$  に格納する。ここで、構造体配列  $Top[j]$  には先の処理で仮決定された第2次ラベル領域の輝度重心と腫瘍スコアが格納されているので、図7のフローチャートに示すように、 $Cand[k]$  について、要素の位置を示す添え字  $k$  の値を1から順に変化させながら  $Top[1]$  から順に腫瘍スコアの比較と位置の同一性の判断を行う。ここでは、第2次ラベル領域で  $j$  番目に腫瘍スコアが高い  $Top[j]$  と、第1次ラベル領域の  $k$  番目の要素  $Cand[k]$  を対象にして説明を行う。

#### 【0053】

まず  $Cand[k]$  と  $Top[j]$  の腫瘍スコアを比較する。

#### 【0054】

$Top[j]$  の方が腫瘍スコアが高い場合には、 $Top[j]$  と  $Cand[k]$  の輝度重心の距離を算出する。算出された距離が26画素 (1.04cm) 以上であれば、 $Top[j]$  と  $Cand[k]$  は異なる領域であると判定し、第2次ラベル領域の中で次に腫瘍スコアが高い  $Top[j+1]$  と  $Cand[k]$  の比較を同様に行う。 $j$  の値が最大値  $m$  になるまでこの比較が行われ、 $Top[m]$  の腫瘍スコアの方が  $Cand[k]$  の腫瘍スコアよりも高い場合には、 $Cand[k]$  は第2次ラベル領域とはならないため破棄し、次の要素  $Cand[k+1]$  について  $Top[1]$  から順に腫瘍スコアの比較と位置の同一性の判断を行う。一方、算出された距離が26画素未満であれば、 $Top[j]$  と  $Cand[k]$  は同一の領域であると判定し、腫瘍スコアの高い  $Top[j]$  を第2次ラベル領域として残し、 $Cand[k]$  は破棄する。そして、次の要素  $Cand[k+1]$  について  $Top[1]$  から順に腫瘍スコアの比較と位置の同一性の判断を行う。

#### 【0055】

$Cand[k]$  の方が腫瘍スコアが高い場合にも、 $Top[j]$  と  $Cand[k]$  の輝度重心の距離を算出する。算出した距離が26画素 (1.04cm) 以上であれば、 $Top[j]$  と  $Cand[k]$

] $j$ は異なる領域であると判定し、Cand[k]の内容をTop[j]に追加格納する。具体的には、Top[j+1]以降について、Top[m-1]の内容をTop[m]に、Top[m-2]の内容をTop[m-1]に、Top[m-3]の内容をTop[m-2]にというように順次シフトさせる処理をTop[j]の内容をTop[j+1]にシフトさせるところまで行い、さらにCand[k]の内容をTop[j]に格納する。そして、この追加格納の後、次の要素Cand[k+1]についてTop[1]から順に腫瘍スコアの比較と位置の同一性の判断を行う。一方、算出された距離が26画素未満であれば、Top[j]とCand[k]は同一の領域であると判定し、腫瘍スコアの高いCand[k]を第2次ラベル領域として残すために、Top[j]の内容をCand[k]の内容で置換する。そして、次の要素Cand[k+1]についてTop[1]から順に腫瘍スコアの比較と位置の同一性の判断を行う。

#### 【0056】

以上の処理を、設定された閾値の下で抽出された第1次ラベル領域の全てについて行うことによって、第2次ラベル領域が決定される（図4の#5）。

#### 【0057】

以降、上記と同様にして、閾値と画素値の最小値との比較、閾値の減算による変更、設定、設定された閾値の下での2値化画像の生成、第1次ラベル領域の抽出、腫瘍スコアの算出、第2次ラベル領域の決定が繰り返され、設定された閾値が画素値の最小値に達した時点で（図4の#6、YES）、次の異常陰影候補領域の検出処理（図4の#7）に進む。

#### 【0058】

候補領域検出手段6は、上記の処理が終了した時点で構造体配列Top[j]に格納されている腫瘍スコアの上位m個の第2次ラベル領域を、異常陰影候補領域として検出する（図4の#7）。なお、図3では、第2次ラベル領域R2[t1,1]とR2[t2,2]等から腫瘍スコアの高い候補領域U[t2,2]等が検出されるように表しているが、本実施の形態では、構造体配列Top[j]の要素数と検出数を同じ値mにしであるため、腫瘍スコアの高い順に上位m個の第2次ラベル領域を検出する処理は、構造体配列Top[j]への格納処理と同時に進んでいる。

#### 【0059】

このように本発明の実施の形態となる異常陰影候補検出装置Xは、被写体の放

射線画像データの2値化処理を行うための閾値を段階的に変化させて設定し、その閾値毎に生成された各2値化画像中の孤立領域にラベルを付して、第1次ラベル領域として抽出し、その第1次ラベル領域毎に腫瘤らしさを評価するための腫瘤スコアを算出し、抽出された第1次ラベル領域のうち互いに異なる領域を第2次ラベル領域とし、第1次ラベル領域毎の腫瘤スコアに基づき第2次ラベル領域毎の腫瘤スコアを決定し、腫瘤スコアが高い順に所定の数の第2次ラベル領域を異常陰影候補領域として検出するものであるから、腫瘤陰影の画素値（輝度）によらず、周囲とのコントラストが高く境界がはっきりしている領域を異常陰影候補として検出することが可能になる。したがって、境界が明瞭で辺縁が平滑なカテゴリ-3の腫瘤陰影の検出における検出率が向上する。また、第1次ラベル領域の腫瘤スコアを算出し、候補領域検出手段6がこのスコアの高い順に所定の数の第2次ラベル領域を異常陰影候補領域として検出するので、周囲とのコントラストが高く境界がはっきりしている領域であってもその形態的特徴が腫瘤らしくないものを異常陰影候補から排除することが可能になり、カテゴリ-3の腫瘤陰影の検出における誤検出率が低減できる。さらに、第2次ラベル領域決定手段5が閾値毎に抽出された第1次ラベル領域の同一性を判断するので、位置的に同じ領域を重複して異常陰影候補として検出することを防止でき、診断効率が良くなる。これらにより医師の診断支援能が向上する。

#### 【0060】

なお、本実施形態では、第2次ラベル領域決定手段5を設け、互いに異なる第1次ラベル領域を第2次ラベル領域として、第2次ラベル領域の腫瘤スコアに基づき異常陰影候補領域を検出するようにしたが、第2次ラベル領域決定手段5を設けず、第1次ラベル領域の抽出（図4の#3）と腫瘤スコアの算出（図4の#4）の後、設定されている閾値と閾値の最小値との比較（図4の#5）を行うようにし、全ての閾値の下での2値化画像の生成、（図4の#2）、第1次ラベル領域の抽出（図4の#3）、腫瘤スコアの算出（図4の#4）の後、候補領域検出手段6が、抽出された第1次ラベル領域を腫瘤スコアの高い順に並べ替え、腫瘤スコアが高い順に所定の数の第1次ラベル領域を異常陰影候補領域として検出するようにしてもよい（図4の#7）。この場合、位置が同一の複数の第1次ラ

ベル領域を異常陰影候補として検出してしまうため、本実施形態よりは検出精度が低下するが、腫瘤陰影の輝度によらず、周囲とのコントラストが高く境界がはっきりしている腫瘤陰影を検出することは可能であるから、従来の技術に比べると、カテゴリ-3の腫瘤陰影の検出率は向上する。

#### 【0061】

また、閾値の制御についての設定を行う設定ファイルを備え、閾値制御手段1がこの設定ファイルに基づいて閾値を制御する実施の形態も考えられる。

#### 【0062】

この設定ファイルには、閾値を段階的に変化させる範囲を設定することができる。例えば、閾値を段階的に変化させる範囲を、放射線画像データPの被写体の領域内における最小の画素値から最大の画素値までの範囲と設定すると、閾値制御手段1は閾値の設定を行う前に、予め放射線画像データPの被写体の領域を走査し、その領域内における画素値の最大値と最小値を求め、その範囲内での閾値の制御を行う。また、閾値を段階的に変化させる範囲を診断者が経験等に基づき直接設定することも可能になる。

#### 【0063】

このように設定ファイルにより、閾値を段階的に変化させる範囲を設定できるようにした場合には、放射線画像データの各画素がとりうる最小値から最大値までの閾値を設定する場合と比べて2値化処理以降の処理の回数を減少させることができるため、処理時間の短縮、処理負荷の軽減が図られ、処理効率が向上する。

#### 【0064】

また、この設定ファイルには、閾値を段階的に変化させる時の1ステップの大きさを設定することもできる。例えば、閾値を3画素値ずつ変化させるように設定した場合、1画素値ずつ変化させる場合に比べて検出精度は低下するが、2値化処理以降の処理の回数を減少させることができるため、処理時間の短縮、処理負荷の軽減が図られ、処理効率が向上する。

#### 【0065】

さらに、1ステップの大きさを、放射線画像データPの画素値の分布を示すヒ

ストグラムにおける度数の大きさによって変化させることも考えられる。例えば、度数の大きい画素値のクラスにおける 1 ステップの大きさと度数の小さい画素値のクラスにおける 1 ステップの大きさ、さらに度数の大小判断の閾値となる度数を設定ファイルに設定しておき、閾値制御手段 1 が、閾値の設定を行う前に放射線画像データ P を走査して上記のヒストグラムを生成し、ヒストグラムと設定ファイルの設定に基づいて閾値を制御するような処理が考えられる。

#### 【0066】

このように、閾値制御手段 1 が画素値のヒストグラムに基づく閾値の制御を行った場合には、画素値の分布が密な範囲では、1 ステップの大きさを小さくして、詳細な精度で検出を行い、画素値の分布が疎な範囲では、1 ステップの大きさを大きくして、粗い精度で検出を行うことができるため、検出精度の維持と、処理時間の短縮や処理負荷の軽減のバランスが保たれ、効果的である。

#### 【0067】

腫瘍スコアは、上記の実施の形態では、平均輝度重みと大きさ重みと円形度重みの積を用いたが、これに限定されるものではなく、腫瘍らしさの指標となるものであればいかなるものであってもよい。例えば、上記の平均輝度重みと大きさ重みと円形度重みのうちの 1 つ或いは 2 つに基づくものであってもよいし、第 1 次ラベル領域の検出位置、輝度分散等の統計量、年齢等の患者情報、撮影情報、乳房の放射線画像における乳腺分布等に基づくものであってもよい。

#### 【0068】

放射線画像データ P が本実施形態とは異なる特性を有する画像データである場合、例えば、放射線量が多いほど画素値が大きくなるように取得され、かつ、画素値が大きいほど輝度値が低く（濃度値が高く）表示されるデータであれば、本実施形態の画素値の大小関係を反転させて読み替えることで対応可能である。すなわち、2 値化画像生成手段 2 では、閾値以下の画素値を有する画素は白、その閾値より大きい画素値を有する画素は黒で画像表示されるように変換した 2 値化画像を生成し、第 1 次ラベル領域抽出手段 3 では、2 値化画像中で閾値以下の画素値を有するため白に変換された画素が連結した 1 つの領域を第 1 次ラベル領域として抽出する。また、輝度重心 G の算出においては、式 (2) の  $p_i$  を次の式

(5) または (5)' を満たす  $q_i$  に置き換えることで対応できる。

【数 5】

$$q_i = P - p_i \quad (5)$$

$$q_i = \frac{1}{p_i} \quad (5)'$$

$q_i$  : 輝度の高さと正の相関を有する指標値

$p_i$  : 第 1 次ラベル領域の各点の画素値

P : 定数

画素値が取りうる最大値とするのが一般的

例えば、10bit (0~1023) の濃度分解能の場合は、

P=1023

さらに、腫瘍スコア算出手段 4 における平均輝度重みの算出においては、原画像データ P の各画素の画素値と閾値の差の絶対値を用いることで対応できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

腫瘍の境界部、辺縁部の特徴を示す模式図 ((a) は境界明瞭、辺縁平滑、(b) は辺縁が微細分葉状、微細鋸歯状)

【図 2】

濃淡画像の 2 値化処理を示す模式図 ((a) : 濃淡画像、(b) : 領域 P 4 の輝度と P 5 の輝度の間の値に対応する画素値を閾値として 2 値化処理をした画像、(c) : 領域 P 2 や P 3 の辺縁部、P 4 の輝度と、領域 P 1 や P 3 の中心部の輝度との間の値に対応する画素値を閾値として 2 値化処理をした画像)

【図 3】

本発明の実施の形態による異常陰影候補検出装置 X の構成を示すブロック図

【図 4】

本発明の実施の形態による異常陰影候補検出装置 X の処理の流れを示すフローチャート

【図 5】

第 1 次ラベル領域の大きさと大きさ重みの関係を示す図



**【図 6】**

第 1 次ラベル領域の円形度Circularと円形度重みの関係を示す図

**【図 7】**

本発明の実施の形態による異常陰影候補検出装置 X の第 2 次ラベル領域決定処理の流れを示すフローチャート

**【符号の説明】**

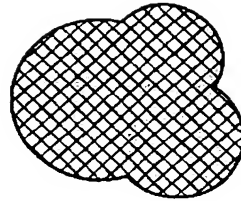
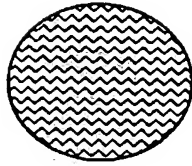
- 1 閾値制御手段
- 2 2 値化画像生成手段
- 3 第 1 次ラベル領域抽出手段
- 4 腫瘍スコア算出手段
- 5 第 2 次ラベル領域決定手段
- 6 候補領域検出手段

【書類名】

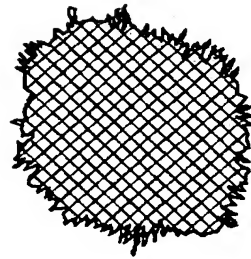
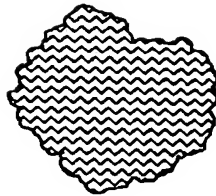
図面

【図 1】

(a)

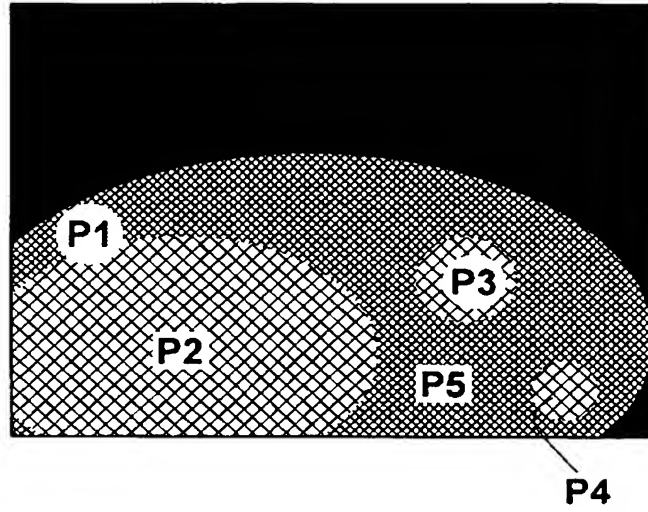


(b)

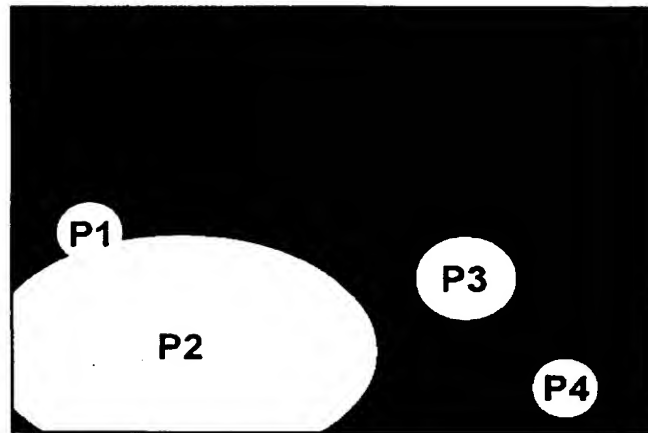


【図 2】

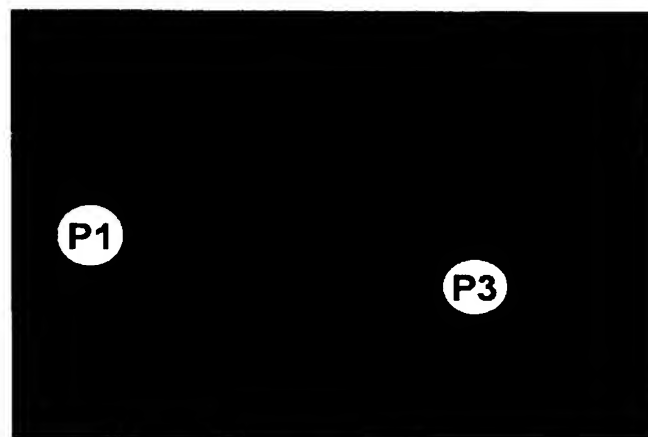
(a)



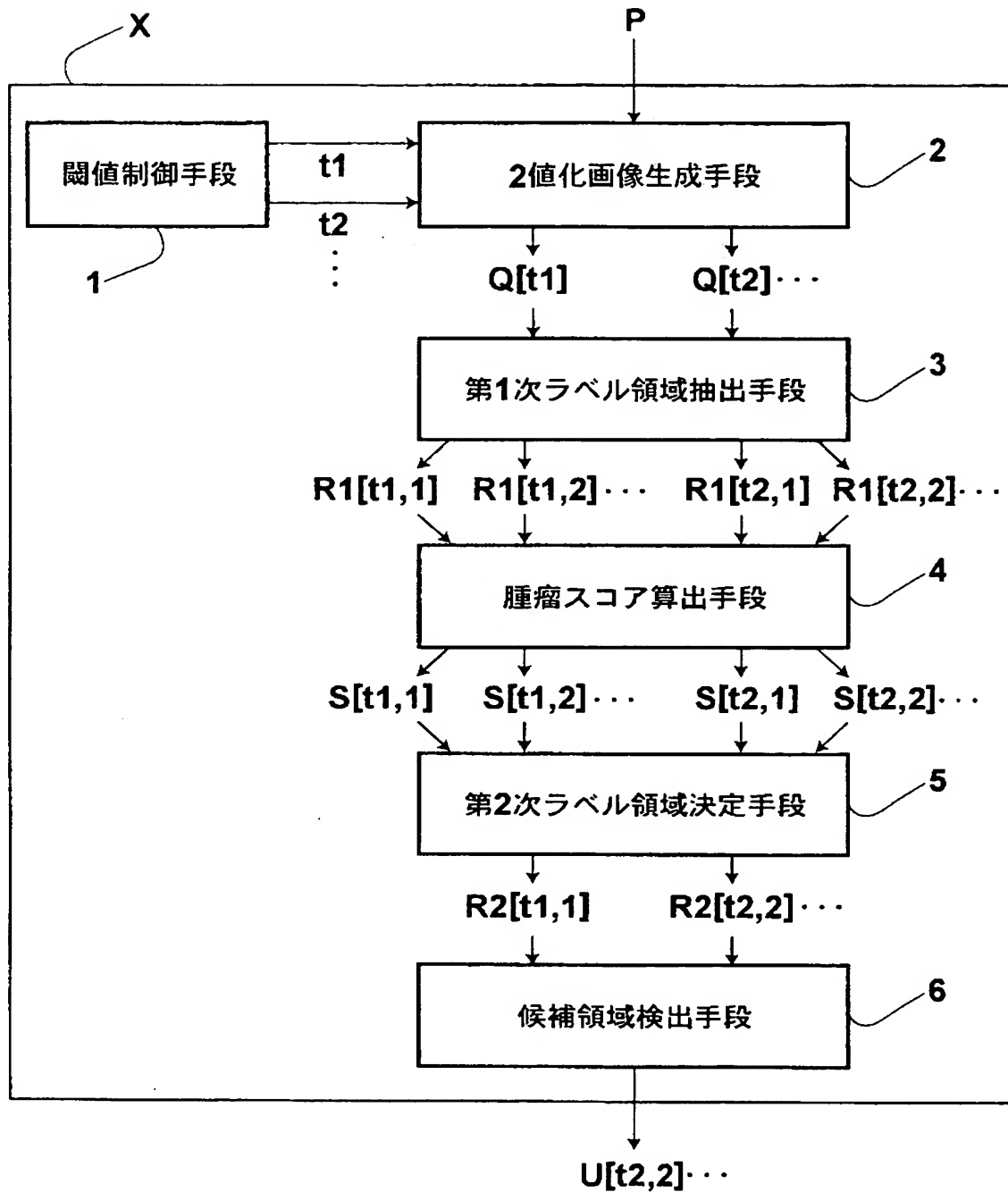
(b)



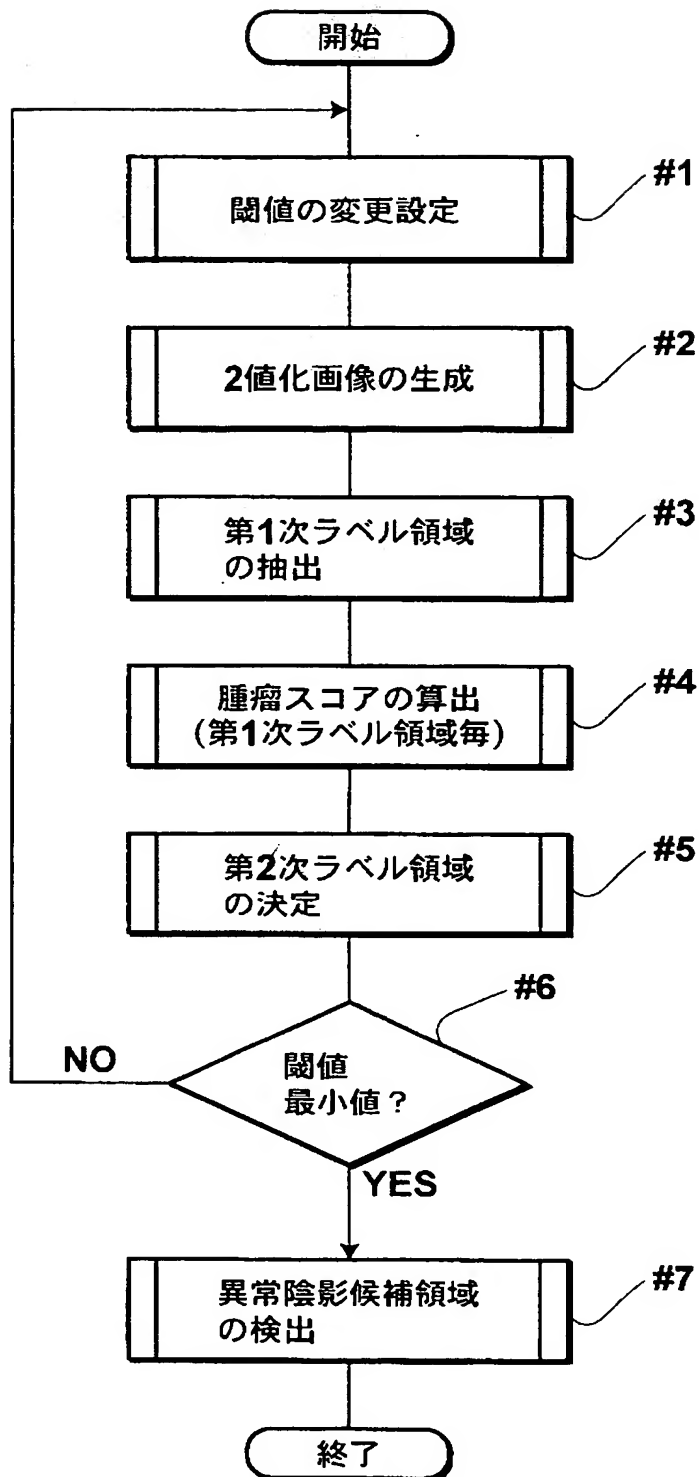
(c)



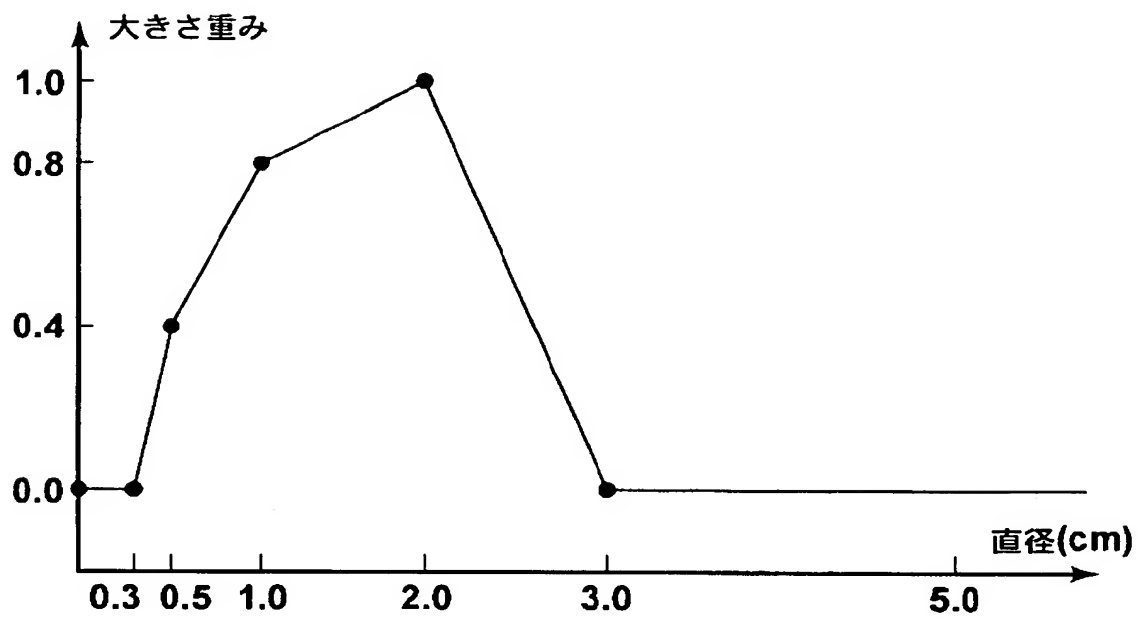
【図3】



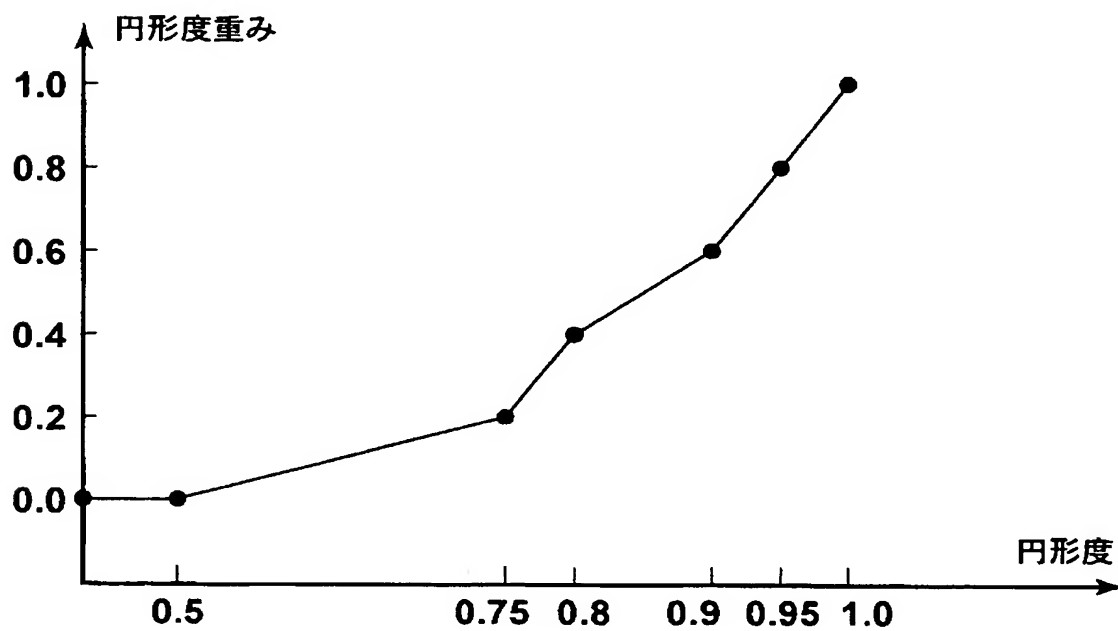
【図 4】



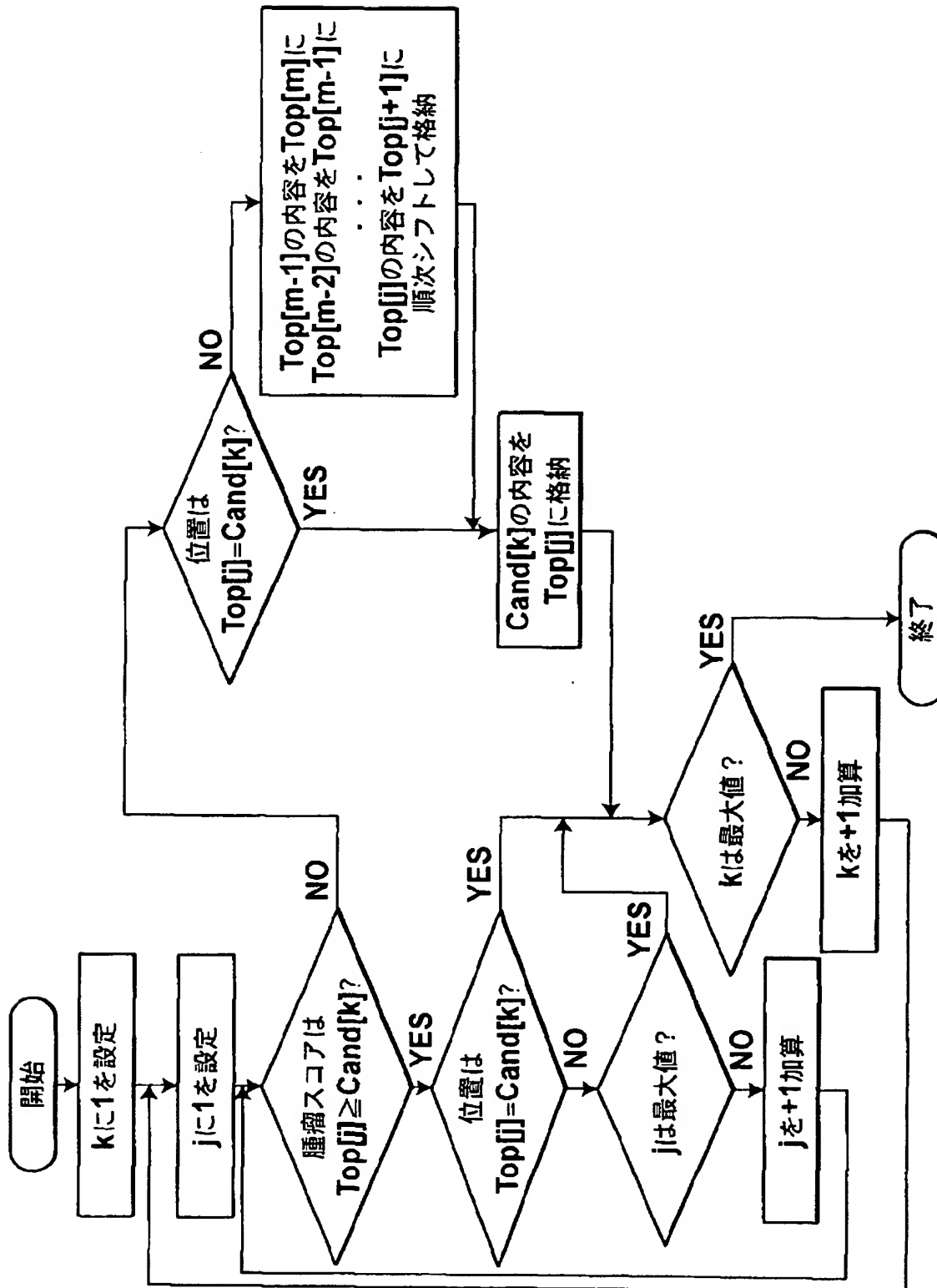
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 異常陰影候補の検出において、腫瘤陰影の輝度によらず、周囲とのコントラストの高い腫瘤陰影の検出を行い、カテゴリー 3 の腫瘤陰影の検出能を向上させる。

【解決手段】 閾値制御手段 1 が放射線画像データ P の 2 値化のための閾値を段階的に変化させて設定し、2 値化画像生成手段 2 はその閾値毎に 2 値化画像を生成する。第 1 次ラベル領域抽出手段 3 はその 2 値化画像毎にラベリング処理を行い第 1 次ラベル領域として抽出し、腫瘤スコア算出手段 4 がその第 1 次ラベル領域毎に腫瘤スコアを算出する。第 2 次ラベル領域決定手段 5 は、抽出された第 1 次ラベル領域のうち互いに異なる領域を第 2 次ラベル領域とし、第 1 次ラベル領域毎の腫瘤スコアに基づき第 2 次ラベル領域毎の腫瘤スコアを決定する。候補領域検出手段 6 は、腫瘤スコアが高い順に所定数の第 2 次ラベル領域を異常陰影候補領域として検出する。

【選択図】 図 3



## 認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2003-010898
受付番号	50300078384
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成15年 1月21日

## &lt;認定情報・付加情報&gt;

【提出日】	平成15年 1月20日
【特許出願人】	
【識別番号】	000005201
【住所又は居所】	神奈川県南足柄市中沼 210 番地
【氏名又は名称】	富士写真フイルム株式会社
【代理人】	申請人
【識別番号】	100073184
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜 3-18-3 新横 浜 K S ビル 7 階
【氏名又は名称】	柳田 征史
【選任した代理人】	
【識別番号】	100090468
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜 3-18-3 新横 浜 K S ビル 7 階
【氏名又は名称】	佐久間 剛

次頁無

特願 2 0 0 3 - 0 1 0 8 9 8

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 0 0 5 2 0 1 ]

1. 変更年月日  
[変更理由]

1 9 9 0 年 8 月 1 4 日  
新規登録

住 所  
氏 名

神奈川県南足柄市中沼 2 1 0 番地  
富士写真フイルム株式会社